

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-280739

⑮ Int. Cl.<sup>3</sup>

A 61 B 8/00  
G 01 N 29/06  
29/22

識別記号

5 0 1

庁内整理番号

7437-4C  
6928-2G  
6928-2G

⑬ 公開 平成 2 年(1990)11月16日

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全 5 頁)

⑭ 発明の名称 超音波エコーグラフ結像装置

⑰ 特 願 平2-69914

⑱ 出 願 平 2 (1990) 3 月 22 日

優先権主張 ⑲ 1989 年 3 月 24 日 ⑳ フランス(FR) ㉑ 8903931

⑳ 発 明 者 アントワヌ コレ - フランス国 75020 パリ リュ デ グラン シヤン 126  
ピロン

㉒ 出 願 人 エヌ ベー フィリツ オランダ国 5621 ベーアー アインドーフエン フルーネ  
ブス フルーイランベ バウツウエツハ 1  
ンフアブリケン

㉓ 代 理 人 弁理士 杉村 暁秀 外 5 名

#### 明 細 書

1. 発明の名称 超音波エコーグラフ結像装置

2. 特許請求の範囲

1. 得られる像における干渉雑音を低減させるアダプティブフィルタ(200)を具えている二次元(x,y)用の超音波エコーグラフ結像装置において、当該装置が、前記アダプティブフィルタに入る信号(E(x,y))を微分する回路(400)と、前記アダプティブフィルタ(200)からの信号( $\hat{S}(x,y)$ )と前記微分回路(400)により出力される信号(dE(x,y)/dy)との荷重和を形成するための回路(500)とを具えることを特徴とする超音波エコーグラフ結像装置。

2. 前記微分回路(400)を、超音波操作ビームの軸方向(y)における導関数を得るための回路とすることを特徴とする請求項1に記載の超音波エコーグラフ結像装置。

3. 前記アダプティブフィルタ(200)に入れる信号 E(x,y) を、受信エコーグラフ信号(e(x,y))

のエンベロープ信号とし、Var(S(x,y))及び $\bar{S}(x,y)$ を、干渉雑音の統計的デコンボリューションによりエンベロープ信号 E(x,y) から導出した信号 s(x,y) の強度を表わす信号 S(x,y) に関する所定のウィンドウ(F(x,y))内の分散量及び平均値とする場合に、前記アダプティブフィルタの出力信号が次式、即ち

$$\hat{S}(x,y) = \bar{S}(x,y) + \frac{\text{Var}[S(x,y)]}{2\text{Var}[S(x,y)] + \bar{S}(x,y)} [E^2(x,y) - \bar{S}(x,y)]$$

となるようにしたことを特徴とする請求項1または2に記載の超音波エコーグラフ結像装置。

## 3. 発明の詳細な説明

## (産業上の利用分野)

本発明は得られる像における干渉雑音を低減させるアダプティブフィルタを具えている二次元用の超音波エコーグラフ結像装置に関するものである。

本発明は医療用エコーグラフィ、殊に器管結像用の分野に特に有利に用いられる。

超音波エコーグラフ結像装置における解決すべき技術的な問題は、大抵の場合、診断すべき媒体の像をできるだけ正確、即ちその像の輪郭及び像に含まれるスペキュラ壁に関する像をできるだけ正確に形成することにある。

## (従来の技術)

上述のような一般的な技術的問題に対しては種々の解決策が既に提案されている。特に、M.Finkによる文献 "Imagerie ultrasonore" (Revue de Physique Appliquée 発行、18 1983 年第527 ~ 556 頁) を参照でき、この文献では専らエコーグラフィ結像について種々の見地で解析している。

これがため、「スペckル」を低減させることはエコーグラフ像の品質を向上させるための重大なファクタである。このために様々な方法が提案されており、

一方では、スペckルの相関をなくすためにエコー捕捉以前の信号処理に関する方法、例えば空間的構成法 (IEEE Trans. の C.B.Burkhardtによる文献 Sonics Ultrasonics, SU 25 1-6 (1978) 参照)。これらの方法は一般に品質の良好なエコーグラフ像を形成する。しかし、これらの方法には複雑且つ精巧な電子処理装置を用いなければならないと云う欠点がある。さらに、捕捉時間がかなり長く、これではリアルタイム像は殆ど得ることができない。實際上、これら既知の方法を実行するには、原則として  $\sqrt{N}$  に相当するコントラスト利得を得るファクタ  $N$  によって獲得するデータ数を増やさなければならない。

一方では、像形成後に低域通過フィルタを用いて行う平滑化方法。この低域通過フィルタは「スペckル」によるゆらぎを有効に低下させる

## (発明が解決しようとする課題)

上記文献に記載されている解決策で満足な結果が得られることもあるが、従来既知の解決策にはいずれも所定の限度がある。實際上、器管の輪郭決定及びコントラストの低い対象物の検出は、診断する媒体中に含まれる多数の飛散点により、即ち使用する電圧トランスジューサにより放射される超音波のコレーレント特性に関連して発生されるエコーの積極的で、しかも破壊的な干渉によって損なわれる。音響分野におけるこのような現象は光学分野における「スペckル」として知られている現象に似ており、これはレーザ放射の場合に屢々遭遇する「光粒子」を起生する。超音波の分野における斯る干渉雑音の主たる欠点は、一方ではエコーグラフ像の品質を劣化、特にコントラストの低い部位における鮮明度を低下させると云うことにあり、他方では大きな分散が広い周波数帯域に及ぶため、例えば慣例の輪郭検出法を不十分なものとしていると云うことにある。

も、輪郭をぼやかすために像をぼやかすことになる。

斯種の他の既知の方法は、例えば英国特許出願 GB-A-2 168 482に記載されているようなアダプティブフィルタを用いるものである。超音波エコーグラフィでは、像の該当する部位における1つ以上の統計的パラメータを求め、これらのパラメータを「スペckル」の特性値の目安ともするようにアダプティブフィルタを作動させる。ついで、上記特性値に基づいて、処理すべき信号と干渉雑音との類似度を概算した後に、この得られた類似度に応じて信号をろ波する。アダプティブフィルタはともかく可変帯域通過フィルタとして作動し、

像が本来スペckルにより形成されると云うことが統計的処理により明らかとなる部位では、アダプティブフィルタは低域通過フィルタとして作動し、又例えば有効信号が干渉雑音よりも遙かに強烈である器管のスペキュラ壁を通過する個所では、アダプティブフィルタが全通過域フィルタとして作動するため、像の輪郭の鮮鋭度が保たれる。

斯種のフィルタでは空間的構成タイプの方法によって得られる結果ほど良好な結果を得るようになることはできないが、エコーグラフ像のコントラストは十分に向上する。しかし、アダプティブフィルタ処理にも幾つかの欠点がある。先ず第1に、「平滑化」によって像から細かな対象物が消失されたりする。又、フィルタリングの操作期間中像輪郭を保つようにしても、このような像の視覚的印象は極めて劣るものである。その理由は、目は特に高周成分の存在を良好に察知するからである。

本発明の目的はアダプティブフィルタリング操作のために消失してしまう重要な細部を再生でき、従って像の視覚的品質を向上させることのできるように適切に構成配置した上述した種類の超音波エコーグラフ結像装置を提供することにある。

(課題を解決するための手段)

本発明は得られる像における干渉雑音を低減させるアダプティブフィルタを具えている二次元用の超音波エコーグラフ結像装置において、当該装置が、前記アダプティブフィルタに入る信号を微

分する回路と、前記アダプティブフィルタからの信号と前記微分回路により出力される信号との荷重和を形成するための回路とを具えることを特徴とする。

従って、アダプティブフィルタに通さない非ろ波信号の導関数によって「スペckル」雑音の高周波成分を上記フィルタにより出力される信号に加えるため、像は目に見易い像となる。又、信号が急速に変化する像の輪郭では導関数がかなりの値となるも、後に立証するように、このことは有害となる代わりに、つぎのような利点を奏する。つまり、上記輪郭が増強され、最終像にすれすれの照明の印象を与えることにもなる。さらに、信号中に含まれる細部も一層はっきりする。

最後に、エコーグラムでは超音波信号の伝搬軸の方向に対して垂直な方向の壁部だけを見るようにするのが好適であるため、微分回路は軸方向の導関数を得る回路により形成する。

(実施例)

以下図面を参照して実施例につき説明するに、

第1図は本発明による2次元 $x$ 、 $y$ 用の超音波エコーグラフ結像装置のフィルタ段のブロック図を示す。以後、 $x$ は送信機/受信機ユニット100により放射された超音波走査ビームの伝搬方向に対して垂直の方向(一般には横方向と称される)を示し、又 $y$ は軸方向、即ち超音波走査ビームの伝搬方向に対して平行な方向を示すものとする。ユニット100を詳細に示していないが、これは送信機段からの受信した電気励起信号を周期的な超音波パルス列に変換する慣例の圧電トランスジューサを具えている。受信機段は被検媒体により圧電トランスジューサに戻されるエコーグラフ信号 $e(x, y)$ を出力する。

第1図から明らかなように、包絡線検波器110は送信器/受信器ユニット100により供給されたエコーグラフ信号 $e(x, y)$ に基づいて、それから $rf$ 成分を復調により除去したエンベロープ(包絡線)信号と称される信号 $E(x, y)$ を供給する。エンベロープ信号は例えば第2a図に示すように、軸方向 $y$ にかなりの量の干渉雑音を含んでいる。

この「スペckル」雑音を低減させるために、エンベロープ信号 $E(x, y)$ をアダプティブフィルタ200により処理する。このアダプティブフィルタの一般的原理については文献“Adaptive Restoration of Images with Specle” (D.T.Kuan 外1名、Transactions on acoustics, speech and signal processing, Vol. ASSP-35, No3, 1987年3月、第373頁)に詳細に記載されている。アダプティブフィルタ200は主として可変帯域通過フィルタ220により形成され、このフィルタ220の通過帯域 $\Delta f$ は、統計的処理ユニット210により概算される統計的パラメータの値の関数であり、これらのパラメータの値はエンベロープ信号 $E(x, y)$ から抽出され、これらは一般に平均値と分散量により形成される。なお、フィルタリングにより得られるものは干渉雑音用に選定したモデル並びに所定の単純化の仮定の仕方に左右される。

例えば本願の発明者は次式によりエンベロープ信号 $e(x, y)$ にスペckル雑音のない信号 $s(x, y)$ に関連する関係式に基づいた特定のアダプティブ

フィルタを研究した。

$$E(x, y) = \int_{x', y'} h(x, y; x', y') S(x', y') \exp \{ j \phi(x', y') \} dx', dy'$$

上式における関数  $h$  はエコーグラフ装置のパルス応答であり、 $\phi$  はランダム相 (フェーズ) である。 $s(x, y)$  が  $h$  に対して徐々に変化し、エンベロープ信号が空間的に相関されず、しかも  $\phi$  が  $-\pi$  と  $\pi$  との間に一様に分配されるランダム変数であるとする仮定をすると、「スペックル」は倍増雑音のようにふるまうため、点  $(x, y)$  に中心をおくウィンドウ  $F(x, y)$  内で空間的平均化をとることにより信号  $s(x, y)$  の平均値  $\bar{S}(x, y)$  及びその信号の強度  $S(x, y)$  の微分量  $\text{Var} [ S(x, y) ]$  を計算することができる。この結果はウィンドウ  $F(x, y)$  の選定の仕方に大いに依存するものである。通常軸方向の分解能は横方向のそれよりも優れていると云うことを考慮すると、ウィンドウの大きさは、その軸方向よりも横方向の寸法を大きくするのが

有利である。ウィンドウ内の単純な平均値の代わりに、中心に位置する点を大事にする重みつき (荷重) 平均値をとる場合にも良好な結果が得られる。ウィンドウの寸法は軸方向の漸進的な変化の関数としても変化し、又エコーグラフ装置の横方向の分解能は深度の関数として変化する。

統計的処理ユニット210により供給される上記  $\bar{S}(x, y)$  及び  $\text{Var} [ S(x, y) ]$  の値に基づいて、本願発明者は可変帯域通過フィルタ220を構成した。このフィルタは慣例の一次及び二次平均値概算法を用いて、次のような概算信号を供給する。即ち、

$$\hat{S}(x, y) = \bar{S}(x, y) + \frac{\text{Var} [ S(x, y) ]}{2\text{Var} [ S(x, y) ] + \bar{S}(x, y)} \cdot [ E^2(x, y) - \bar{S}(x, y) ]$$

上式から明らかなように、分散量が小さい、即ち信号が「スペックル」雑音しか含まないものとする場合には  $S(x, y)$  が平均値  $\bar{S}(x, y)$  に等しくなり、又アダプティブフィルタは低域通過フィル

タとして作用する。しかし、例えば器管の輪郭に相当する急な遷移部に大きな分散が生ずる像の部位では概算値  $\hat{S}(x, y)$  が  $1/2 [ E^2(x, y) + \bar{S}(x, y) ]$  に等しくなり、これはフィルタにてろ波しない入力信号の一部を平均値に加えることを意味している。

第2b図は第2a図の信号を上述したアダプティブフィルタに通した場合に得られた平滑化効果を示したものである。フィルタにてろ波した信号が像の輪郭を保ち、これと同時に干渉雑音が殆どなくなっていることは明らかである。しかし、既に述べたように、第2b図に示す信号に高周波の大部分が消失してしまうと云うことは、像が見易くなるでもなければ、エコーグラフ像から小さな細部が消えてしまうと云う2重の欠点になる。これがため、第1図に示すように、アダプティブフィルタに入れる信号  $E(x, y)$  を微分するための回路400を設ける。第1図に示す装置では、回路400を軸方向  $y$  の導関数を得るための回路とし、この回路により信号  $E(x, y)$  から近似的な導関数  $dE(x, y)$

$/dy$  を発生させる。このように微分形態とするのが好適な理由は、輪郭により戻される最も重要なエコーは軸方向から到来するからである。ついで、アダプティブフィルタ200の出力信号  $\hat{S}(x, y)$  と微分回路400の出力信号とを荷重和形成回路500により加算する。荷重和形成回路500はフィルタにてろ波した信号  $\hat{S}(x, y)$  に所望な高周波成分を加えることができる。第2c図は第2b図の概算値に第2a図の初期信号  $E(x, y)$  の導関数を加えたものを示す。第2c図では輪郭が正方向又は負方向にかなり増強され、観る人にとって見易いすれすれの照明効果 (grazing lighting effect) が生ずることは明らかである。

荷重和形成回路500の出力信号は、例えば対数圧縮増幅器、蓄積兼走査コンバージョン用装置及びディスプレイ装置を具えているディスプレイユニット300により既知の方法にて処理される。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明による結像装置のフィルタ段のブロック図；

第2a図はアダプティブフィルタの出力端子に現れる干渉雑音を含んでいるエコーグラフ信号の波形図；

第2b図は第2c図の信号をアダプティブフィルタに通して抽出される信号の波形図；

第2c図は第2b図の信号に第2a図の信号の導関数を加えた信号波形図である。

- 100 … 送信機／受信機ユニット
- 110 … エンベロープ検出器
- 200 … アダプティブフィルタ
- 210 … 統計的処理ユニット
- 220 … 可変帯域通過フィルタ
- 300 … ディスプレイユニット
- 400 … 微分回路
- 500 … 荷重和形成回路

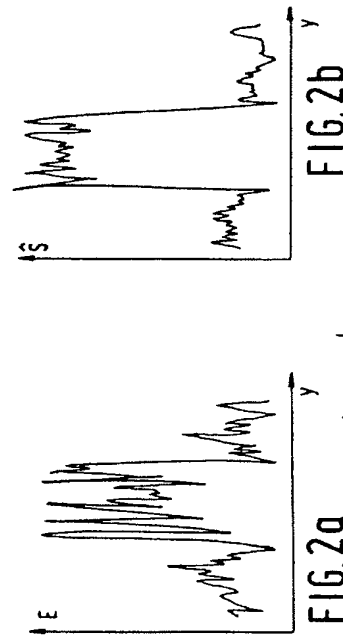
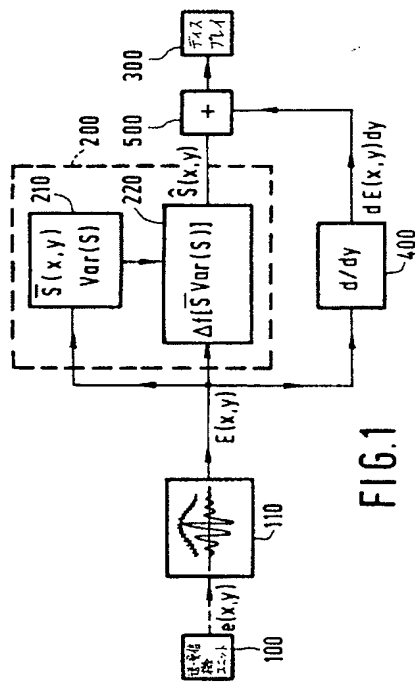


FIG. 2b

FIG. 2a

FIG. 2c